

# Document made available under the Patent Cooperation Treaty (PCT)

International application number: PCT/JP05/003199

International filing date: 25 February 2005 (25.02.2005)

Document type: Certified copy of priority document

Document details: Country/Office: JP  
Number: 2004-054625  
Filing date: 27 February 2004 (27.02.2004)

Date of receipt at the International Bureau: 20 May 2005 (20.05.2005)

Remark: Priority document submitted or transmitted to the International Bureau in compliance with Rule 17.1(a) or (b)



World Intellectual Property Organization (WIPO) - Geneva, Switzerland  
Organisation Mondiale de la Propriété Intellectuelle (OMPI) - Genève, Suisse

日 本 国 特 許 庁  
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日  
Date of Application: 2 0 0 4 年 2 月 2 7 日

出 願 番 号  
Application Number: 特 願 2 0 0 4 - 0 5 4 6 2 5

パリ条約による外国への出願  
に用いる優先権の主張の基礎  
となる出願の国コードと出願  
番号

The country code and number  
of your priority application,  
to be used for filing abroad  
under the Paris Convention, is

J P 2 0 0 4 - 0 5 4 6 2 5

出 願 人  
Applicant(s): 株式会社東芝  
東芝電子管デバイス株式会社

2 0 0 5 年 4 月 2 7 日

特許庁長官  
Commissioner,  
Japan Patent Office

小 川



【書類名】	特許願
【整理番号】	PB04087TOS
【提出日】	平成16年 2月27日
【あて先】	特許庁長官 今井 康夫 殿
【国際特許分類】	G01N 23/04 G01N 23/18
【発明者】	
【住所又は居所】	栃木県大田原市下石上1385番地 東芝電子管デバイス株式会社内
【氏名】	下野 隆
【特許出願人】	
【識別番号】	000003078
【氏名又は名称】	株式会社東芝
【特許出願人】	
【識別番号】	503382542
【氏名又は名称】	東芝電子管デバイス株式会社
【代理人】	
【識別番号】	100062764
【弁理士】	
【氏名又は名称】	樺澤 襄
【電話番号】	03-3352-1561
【選任した代理人】	
【識別番号】	100092565
【弁理士】	
【氏名又は名称】	樺澤 聡
【手数料の表示】	
【予納台帳番号】	010098
【納付金額】	21,000円
【提出物件の目録】	
【物件名】	特許請求の範囲 1
【物件名】	明細書 1
【物件名】	図面 1
【物件名】	要約書 1

【書類名】 特許請求の範囲

【請求項 1】

焦点位置を移動させる機能を備え、被検体に対してX線を放射するX線発生器と、  
このX線発生器により焦点位置を移動させてそれぞれ放射されたX線による被検体の複数の透過画像をそれぞれ得るX線受像素子と、

このX線受像素子で受像した被検体の複数の透過画像を画像処理して断層画像を得る画像処理部と

を具備したことを特徴とするX線断層撮影装置。

【請求項 2】

X線発生器は、焦点位置を円周状に移動可能であり、

画像処理部は、前記X線発生器の各焦点位置に対応した被検体の透過画像を積算処理した積算画像を構成するとともに、この積算画像の輝度値が所定の上限閾値と所定の下限閾値との間にある画素を抽出して断層画像を得る

ことを特徴とする請求項 1 記載のX線断層撮影装置。

【請求項 3】

所定の方向に交差し互いに異なる複数の断層面毎に被検体の断層画像を得る請求項 1 または 2 記載のX線断層撮影装置と、

このX線断層撮影装置により得られた複数の断層画像を画像処理して立体透視画像を得る立体透視画像構成部と

を具備したことを特徴とする立体透視画像構成装置。

【請求項 4】

立体透視画像構成部は、X線断層撮影装置により得られた複数の断層画像の幾何拡大率をそれぞれ補正し、これら補正された断層画像を合成して立体透視画像を得る

ことを特徴とする請求項 3 記載の立体透視画像構成装置。

【書類名】 明細書

【発明の名称】 X線断層撮影装置および立体透視画像構成装置

【技術分野】

【0001】

本発明は、X線を放射して受像した複数の透過画像を画像処理して断層画像を得るX線断層撮影装置およびこれを備えた立体透視画像構成装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、例えば被検体を検査するX線断層撮影装置は、被検体にX線を放射するX線発生器を備えている。このX線発生器は、機械的な可動機構により、被検体の周囲を同一平面上で回転可能となっている。また、このX線断層撮影装置は、可動機構により回転されたX線発生器により放射されたX線による透過画像を受像するX線受像素子を備えている。このX線受像素子は、X線発生器の可動に対応して、機械的な可動機構により回転可能となっている。さらに、このX線受像素子には、このX線受像素子で受像した透過画像を画像処理して断層画像を得る画像処理装置が接続されている（例えば、特許文献1参照。）

【特許文献1】 特表平2-501411号公報（第12頁、第1図）

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

しかしながら、上述のX線断層撮影方法では、数 $\mu$ mの空間分解能を維持するためには、X線発生器およびX線受像素子を可動させるために高精度の可動機構を使用しなければならないという問題を有している。

【0004】

また、X線発生器およびX線受像素子を回転させる代わりに、被検体を回転および並進させる構成も考えられるが、被検体を回転させる可動機構を高精度にしなければならないとともに、例えば回転により変形するような軟質の被検体の検査には使用できないという問題もある。

【0005】

本発明は、このような点に鑑みなされたもので、高精度の可動機構などを設けることなく断層画像を得ることができ、かつ軟質の被検体の断層画像をも得ることが可能なX線断層撮影装置およびこれを備えた立体透視画像構成装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明は、焦点位置を移動させる機能を備え、被検体に対してX線を放射するX線発生器と、このX線発生器により焦点位置を移動させてそれぞれ放射されたX線による被検体の複数の透過画像をそれぞれ得るX線受像素子と、このX線受像素子で受像した被検体の複数の透過画像を画像処理して断層画像を得る画像処理部とを具備したものである。そして、X線発生器の焦点位置を移動させて被検体にX線を放射してこれらX線による被検体の複数の透過画像をX線受像素子で受像し、これら受像した透過画像を画像処理部で画像処理して断層画像を得ることにより、例えばX線発生器、X線受像素子、あるいは被検体を移動させる可動機構などを設けることなく被検体の断層画像を容易に得ることが可能になるとともに、例えば軟質の被検体などに対しても断層画像を確実に得ることが可能になる。

【発明の効果】

【0007】

本発明によれば、X線発生器の焦点位置を移動させて被検体にX線を放射してこれらX線による被検体の複数の透過画像をX線受像素子で受像し、これら受像した透過画像を画像処理部で画像処理して断層画像を得ることにより、例えばX線発生器、X線受像素子、あるいは被検体を移動させる可動機構などを設けることなく被検体の断層画像を容易に得

ることができるとともに、例えば軟質の被検体などに対しても断層画像を確実に得ることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0008】

以下、本発明の一実施の形態の構成を図1ないし図9を参照して説明する。

【0009】

図1は、X線断層撮影装置としてのX線CT(Computed Tomography)装置を有する立体透視画像構成装置を示し、1はX線発生器としてのX線管であり、このX線管1は、X線受像素子2に対向して配置され、このX線受像素子2は、画像処理装置3に接続されている。そして、この立体透視画像構成装置は、被検体4の非破壊検査などに用いられるものである。

【0010】

X線管1は、略円柱状に形成され、中心軸OがX線受像素子2の中心部と略一致するように配設されている。また、このX線管1は、X線受像素子2に対して平行な放射面1aを有している。この放射面1aには、X線管1とX線受像素子2との間に配置された被検体4に向けてX線を発生する焦点としてのX線発生源1bが設けられている。このX線発生源1bは、X線管1の中心軸Oを中心として放射面1a上で所定の半径rの円周状に回転可能に設けられている。すなわち、X線管1は、X線発生源1bの位置Aの移動機能を有している。また、このX線発生源1bは、中心軸Oに対して例えば1°刻みで、全周すなわち360°に亘って回転可能となっている。

【0011】

X線受像素子2は、例えば四角形平面状の例えばイメージインテンシファイア、あるいは平面X線検出器などであり、X線管1のX線発生源1bから放射され被検体4を透過したX線像を画像信号である透過画像Gに変換して得て、画像処理装置3に送信するものである。

【0012】

画像処理装置3は、処理演算部としてのコンピュータ5と、このコンピュータ5に接続された画像表示部としてのモニタ6を備えている。

【0013】

被検体4は、図示しないX-Y-Zテーブルなどの固定台により、X線管1とX線受像素子2との間で固定されている。

【0014】

コンピュータ5は、X線受像素子2から送信された透過画像Gを画像処理するもので、画像処理部と立体透視画像構成部とを機能として有している。

【0015】

そして、このコンピュータ5の画像処理部では、図2ないし図4に示すように、X線管1のX線発生源1bの各位置A0, A1, ..., Ai, ..., Anに対応した各透過画像G0, G1, ..., Gi, ..., Gnの中心から、X線管1の軸方向に交差し互いに異なる任意の断層面Sに対応した半径R上に位置した仮想中心を中心とする四角形状に切出画像CGを切り出し、これら切出画像CGを積算処理して構成した積算画像SGの各画素の輝度値Bを算出し、この輝度値Bが所定の上限閾値THおよびこの上限閾値THよりも小さい所定の下限閾値TLの間にある画素を抽出することで、各断層面Sに対応した被検体4のラミノグラフすなわち断層画像Tを構成する。ここで、半径rと半径Rとの比は、図2に示すように、X線管1の放射面1aから被検体4の断層面Sまでの距離lodと、この距離lodとX線管1の放射面1aからX線受像素子2までの距離lidとの差である距離Δlとの比として表される。すなわち、 $R = r \times \Delta l / lod$ である。なお、上限閾値THおよび下限閾値TLは、積算画像SGの画素の輝度値Bに応じて予め設定されている。

【0016】

また、このコンピュータ5の立体透視画像構成部では、X線管1の軸方向に交差し互いに異なる複数の断層面S毎に画像処理部で構成した断層画像Tの幾何拡大率Pをそれぞれ

補正して合成し、3次元画像すなわち立体透視画像Dを構成する。ここで、幾何拡大率Pは、図2に示すX線管1の放射面1aから被検体4の断層面Sまでの距離 $lod$ と、X線管1の放射面1aからX線受像素子2までの距離 $lid$ との比として表される。すなわち、 $P = lid / lod$ である。

【0017】

モニタ6は、コンピュータ5により構成された被検体4の断層画像Tと、立体透視画像Dとをそれぞれ表示するものである。

【0018】

次に、上記一実施の形態によるX線断層撮影方法および立体透視画像構成方法を説明する。

【0019】

まず、被検体4を固定台に固定し、この固定された被検体4の所定の断層面S1に焦点位置が来るようにX線管1のX線発生源1bの回転半径 $r$ を設定する。

【0020】

次いで、図2に示すように、位置A0に位置したX線管1のX線発生源1bからX線を被検体4に放射しつつ、X線管1のX線発生源1bを放射面1a上で半径 $r$ の円周に沿って中心軸Oに対して例えば $1^\circ$ ずつ移動させ、位置Aiにそれぞれ対応した被検体4のX線像を透過画像Giに変換する。

【0021】

このとき、X線受像素子2では、透過画像Gの中心OGを中心として、断層面S1の位置に対応する半径R1の仮想的な円周C1上に被検体4のX線像の中心OBが位置し、X線管1のX線発生源1bの移動により、透過画像Gの中心OGの周囲に被検体4のX線像が円周状に回転する。

【0022】

この後、これら透過画像G0, G1, ..., Gi, ..., Gnを受信した画像処理装置3のコンピュータ5は、これら透過画像G0, G1, ..., Gi, ..., Gnの中心から半径R1の仮想円C1上に位置した中心OBを中心とする四角形状に切出画像CG10, CG11, ..., CG1i, ..., CG1nを切り出し、これら切出画像CG10, CG11, ..., CG1i, ..., CG1nを積算して、積算画像SG1を得る。

【0023】

より具体的に、被検体4が例えば図5に示すような形状、すなわち球状の物体の内部の3箇所に空孔H1, H2, H3を有するような形状である場合では、被検体4の全体は、図8に示すように透過画像Gの中心OGを中心とする半径R1の円周C1上に中心が沿って移動するとともに、被検体4の中心を通る断層面S1以外の位置にある部分、例えば空孔H2の位置が、図6および図7に示すように、透過画像G0, G1, ..., Gi, ..., Gnでの切出画像CGの中心を中心とする円内でそれぞれ変化する。この結果、積算画像SGでは、各透過画像G0, G1, ..., Gi, ..., Gnで、空孔H2に対応する位置の画素の輝度値Bが互いに打ち消しあうため、図8に示すように、空孔H2に対応する位置の画素の輝度値Bが小さくなる。

【0024】

そして、コンピュータ5は、積算画像SG1の各画素中から、輝度値Bが上限閾値THおよび下限閾値TLの間に位置した画素を抽出し、図3に示す断層画像T1を得て、この断層画像T1がモニタ6に送信されて表示される。

【0025】

同様に、画像処理装置3のコンピュータ5は、透過画像G0, G1, ..., Gi, ..., Gnに対して、各半径Rmの各仮想円Cm上に位置した中心OBを中心とする四角形状に切出画像CGm0, CGm1, ..., CGmi, ..., CGmnをそれぞれ切り出し、これら切出画像CGm0, CGm1, ..., CGmi, ..., CGmnを積算してそれぞれの積算画像SGmを構成し、これら各積算画像SGmの画素から、輝度値Bが上限閾値THおよび下限閾値TLの間に位置する画素を抽出して各断層面Smに対応した断層画像Tmを得る。

【0026】

この後、図9に示すように、コンピュータ5にて各断層面S1, S2, ..., Si, ..., Smに対

応した各断層画像 $T_1, T_2, \dots, T_i, \dots, T_m$ の幾何拡大率 $P_1, P_2, \dots, P_i, \dots, P_m$ をそれぞれ補正し、すなわち、各断層画像 $T_1, T_2, \dots, T_i, \dots, T_m$ を幾何拡大率 $P_1, P_2, \dots, P_i, \dots, P_m$ で除算し、これら幾何拡大率 $P_1, P_2, \dots, P_i, \dots, P_m$ を補正した各断層画像 $T_1, T_2, \dots, T_i, \dots, T_m$ をコンピュータ5で合成して、立体透視画像Dを得る。

#### 【0027】

上述したように、上記一実施の形態では、X線管1のX線発生源1bの位置Aを移動させて被検体4にX線を放射してこれらX線による被検体4の透過画像 $G_0, G_1, \dots, G_i, \dots, G_n$ をX線受像素子2で受像し、これら受像した透過画像 $G_0, G_1, \dots, G_i, \dots, G_n$ をコンピュータ5の画像処理部で画像処理して断層画像Tを得る構成とした。

#### 【0028】

すなわち、X線管1のX線発生源1bを円周状に移動させ、このX線発生源1bの各位置に対応した被検体4の透過画像 $G_0, G_1, \dots, G_i, \dots, G_n$ を積算処理した積算画像SGを構成するとともに、この積算画像SGの輝度値Bが所定の上限閾値THと所定の下限閾値TLとの間にある画素を抽出して断層画像Tを得る構成とした。

#### 【0029】

この結果、X線管1、X線受像素子2、あるいは被検体4を移動させる可動機構などを設けることなく被検体4の断層画像Tを容易に得ることができるとともに、例えば軟質の被検体4などに対しても断層画像を確実に得ることができる。

#### 【0030】

したがって、従来からある一般的なX線透過検査装置であるX線CT装置に、X線管1のX線発生源1bの位置Aを円周状に回転させる機能を付加するだけで、被検体4の断層画像Tを得ることが容易に可能になり、かつX線管、X線撮像素子、あるいは被検体の可動機構を設ける必要がないので、立体透視画像装置を容易に小型化および低コスト化できる。

#### 【0031】

さらに、X線発生源1bを円周状に1度回転させるだけで各断層面Sに対応した各断層画像Tを得ることができるので、X線管、あるいは被検体を回転および並進させる場合と比較して、被検体4の大きさに拘らず断層画像Tを得るのに必要な時間を短縮、すなわち断層画像Tの撮影を高速化できる。このため、例えば被検体4が被験者である場合などでも、断層画像Tの撮影の際の被験者の負担を低減できる。

#### 【0032】

そして、この断層画像Tの幾何拡大率Pを補正して合成することで立体透視画像Dを容易に得ることができる。

#### 【0033】

なお、上記一実施の形態において、被検体4の断層画像Tを確実に得ることができれば、X線発生源1bは、例えば平面視で8の字状など、円周状以外の他の様々な軌道に沿って移動させる断層撮影方法すなわちトモグラフィを用いることが可能である。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0034】

【図1】本発明の一実施の形態の立体透視画像構成装置を示す説明図である。

【図2】同上立体透視画像構成装置のX線断層撮影装置を示す説明図である。

【図3】同上X線断層撮影装置による透過画像の積算処理を示す説明図である。

【図4】同上X線断層撮影装置による他の透過画像の積算処理を示す説明図である。

【図5】同上X線断層撮影装置の被検体の一例を示す斜視図である。

【図6】同上X線断層撮影装置およびこのX線断層撮影装置による被検体の透過画像を示す説明図である。

【図7】同上透過画像を示し、(a)は焦点が開始位置であるときの平面図、(b)は焦点が開始位置に対して $45^\circ$ 回転した状態の平面図、(c)は焦点が開始位置に対して $90^\circ$ 回転した状態の平面図、(d)は焦点が開始位置に対して $255^\circ$ 回転した状態の平面図である。



【図 8】 同上 X 線断層撮影装置による画像処理を示し、(a)は透過画像を示す平面図、(b)は積算画像を示す平面図、(c)は(b)に示す積算画像の a - a 断面の輝度プロフィール、(d)は断層画像を示す平面図である。

【図 9】 同上立体透視画像構成装置による断層画像の合成処理を示す説明図である。

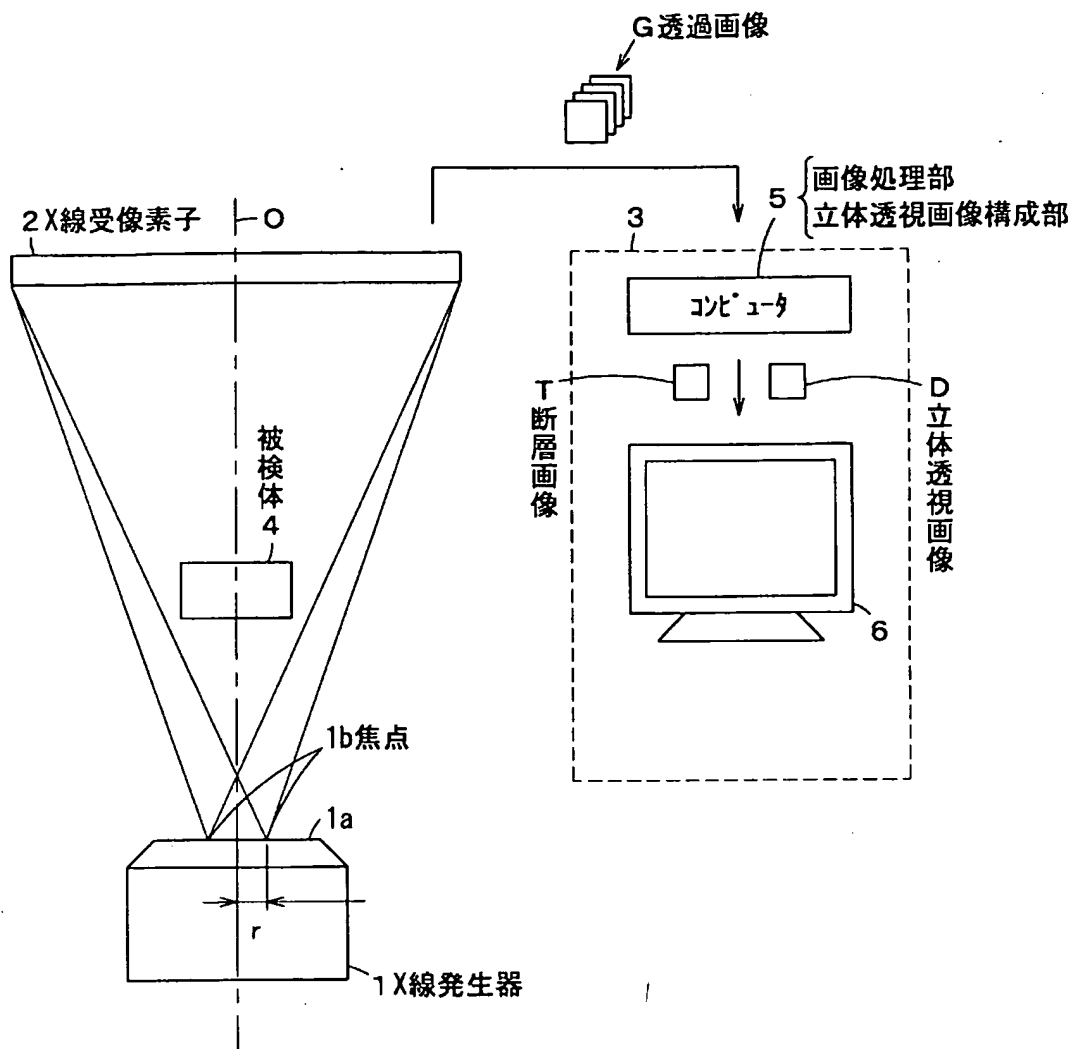
【符号の説明】

【 0 0 3 5 】

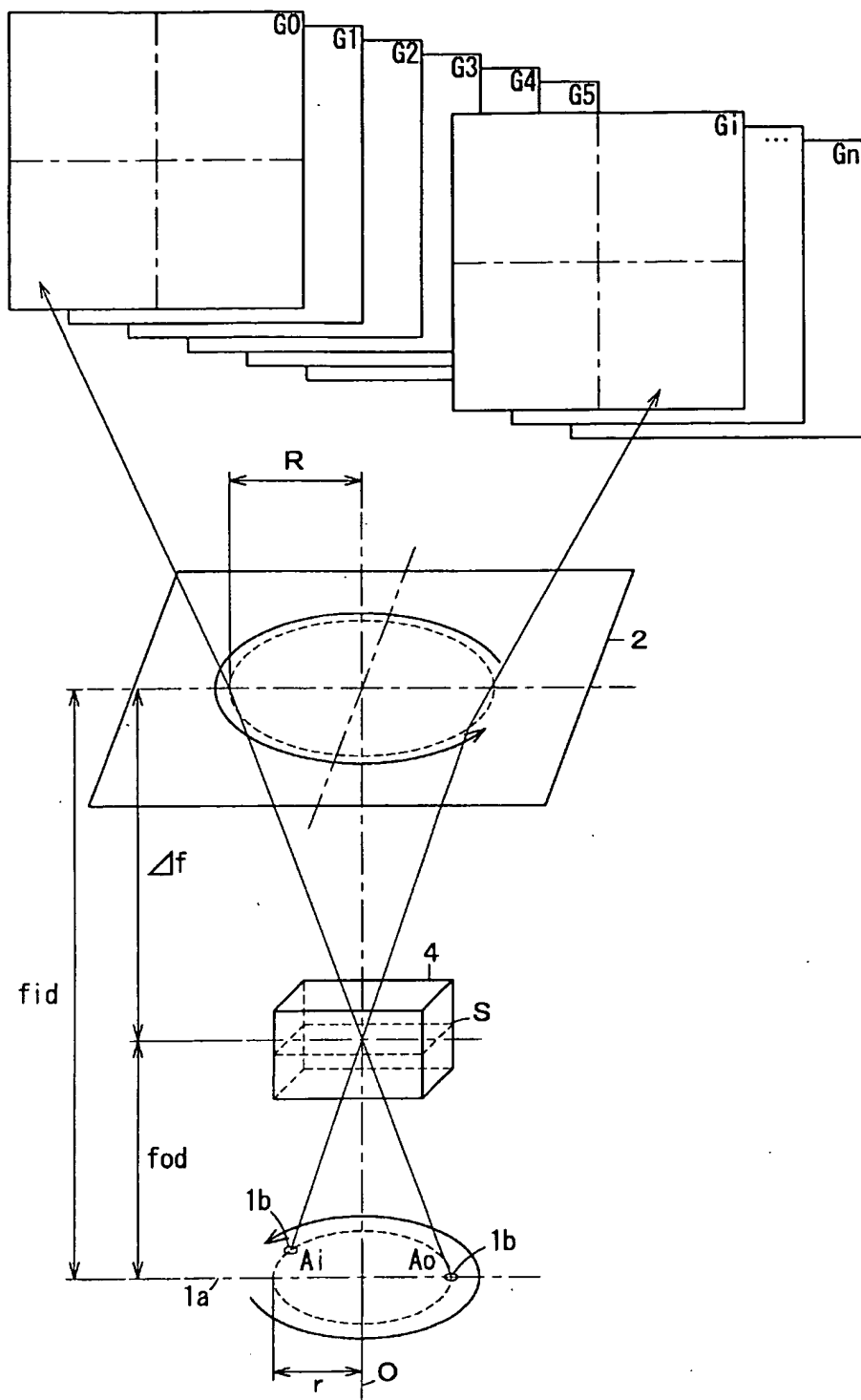
- |    |                                  |
|----|----------------------------------|
| 1  | X 線発生器としての X 線管                  |
| 1b | 焦点としての X 線発生源                    |
| 2  | X 線受像素子                          |
| 4  | 被検体                              |
| 5  | 画像処理部および立体透視画像構成部を機能として有するコンピュータ |
| B  | 輝度値                              |
| D  | 立体透視画像                           |
| G  | 透過画像                             |
| P  | 幾何拡大率                            |
| SC | 積算画像                             |
| T  | 断層画像                             |
| TH | 上限閾値                             |
| TL | 下限閾値                             |

【書類名】図面

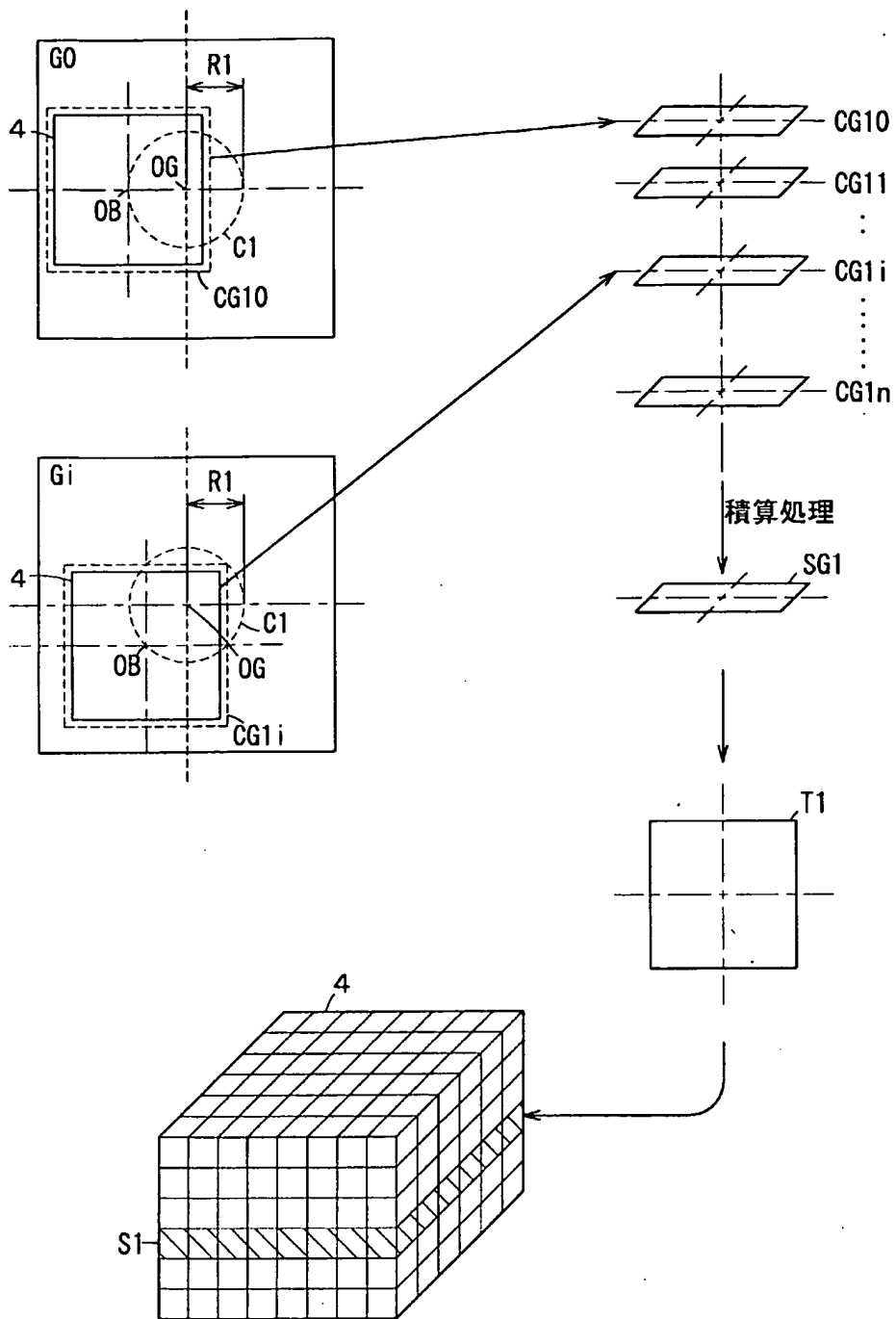
【図1】



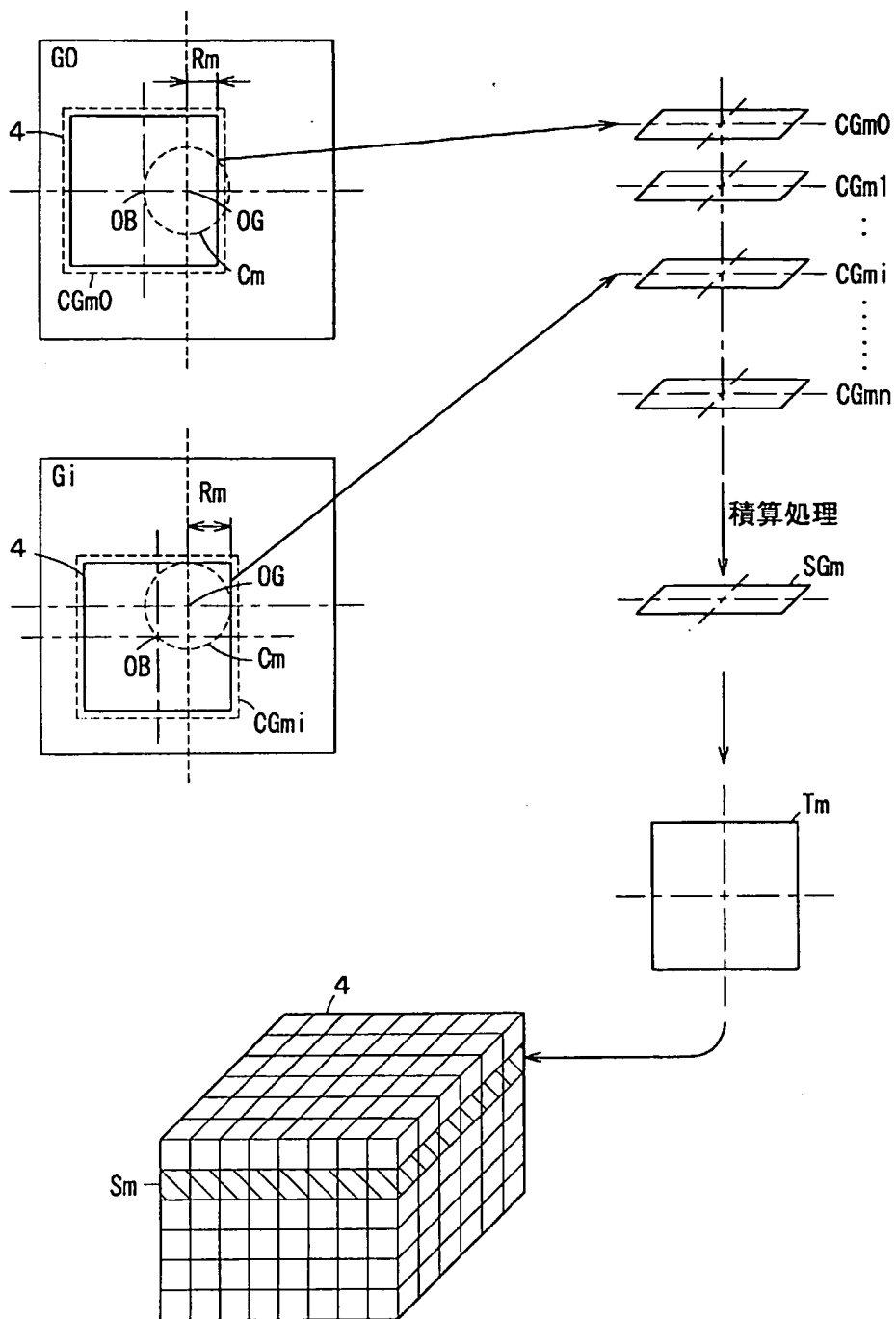
【图 2】.

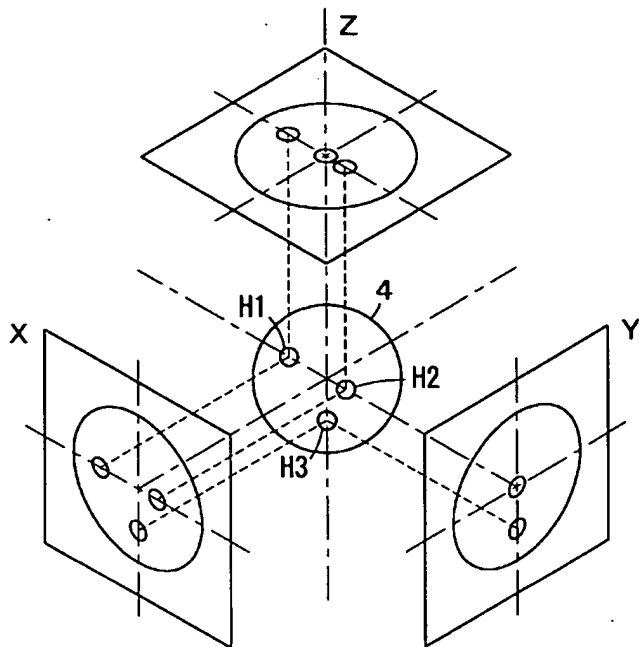


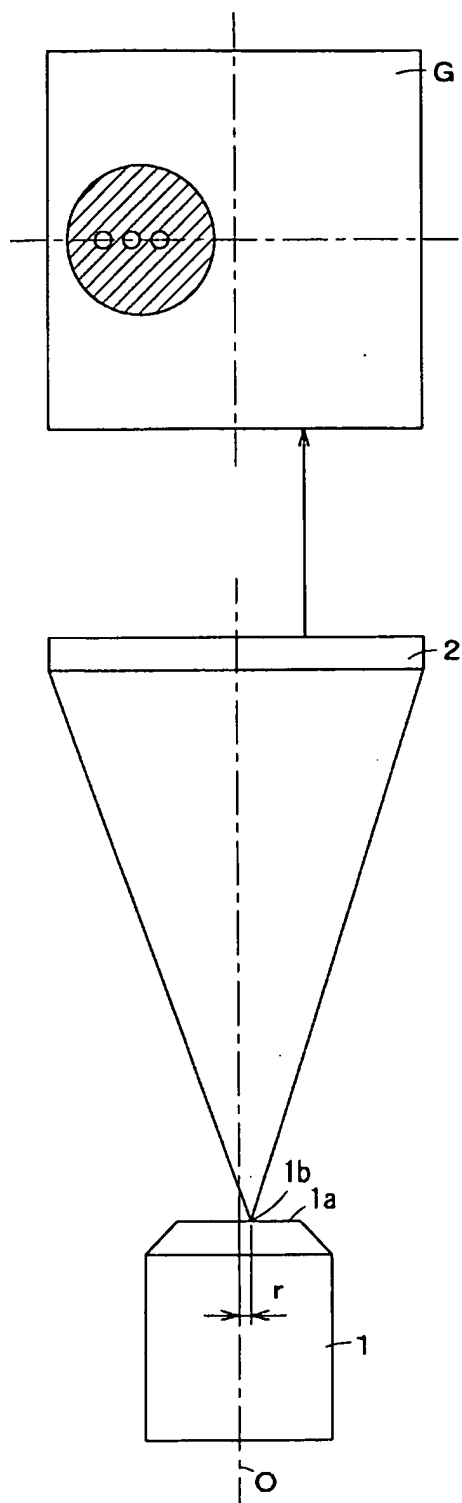
【图 3】.



【图 4】

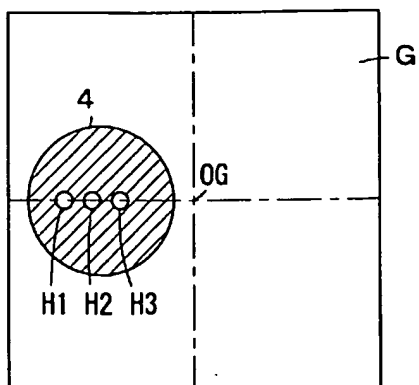




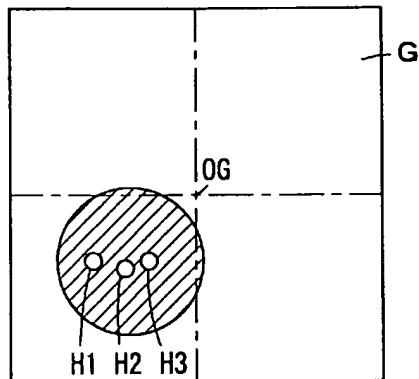


【图 7】.

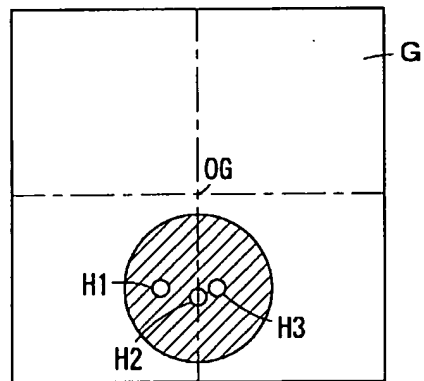
(a)



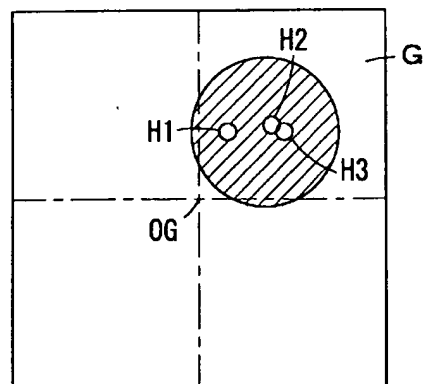
(b)



(c)



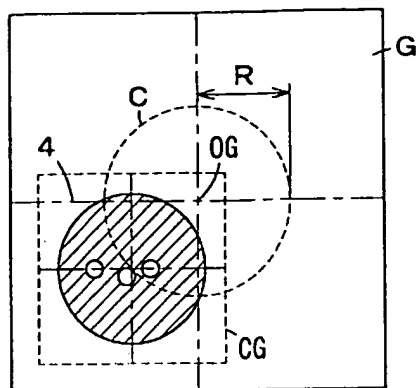
(d)



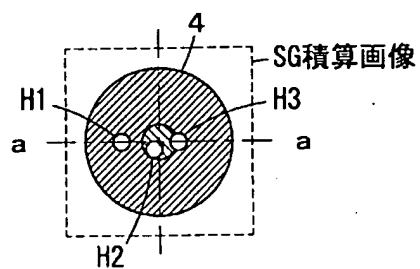


【図 8】

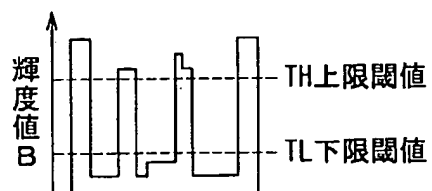
(a)



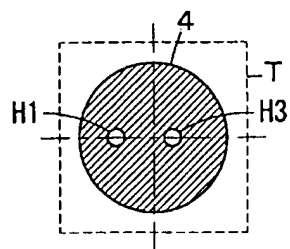
(b)



(c)



(d)



【图 9】

